



①⑨ **BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES
PATENTAMT**

①② **Patentschrift**
①⑩ **DE 41 26 088 C 1**

⑤① Int. Cl.⁵:
F 04 B 43/12
// A 61 M 5/142

②① Aktenzeichen: P 41 26 088.0-15
②② Anmeldetag: 7. 8. 91
④③ Offenlegungstag: —
④⑤ Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 14. 1. 93

DE 41 26 088 C 1

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

⑦③ **Patentinhaber:**

B. Braun Melsungen AG, 3508 Melsungen, DE

⑦④ **Vertreter:**

von Kreisler, A., Dipl.-Chem.; Selting, G., Dipl.-Ing.;
Werner, H., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.; Fues, J.,
Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.; Böckmann gen. Dallmeyer,
G., Dipl.-Ing.; Hilleringmann, J., Dipl.-Ing.; Jönsson,
H., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.; Meyers, H., Dipl.-Chem.
Dr.rer.nat., Pat.-Anwälte, 5000 Köln

⑦② **Erfinder:**

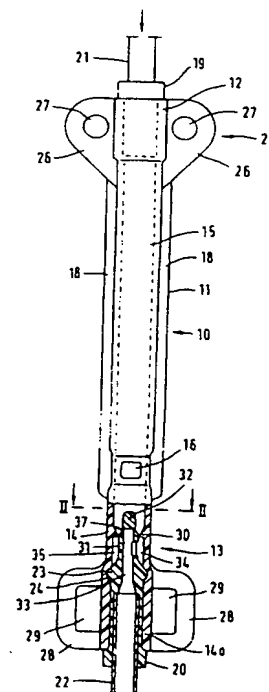
Knuth, Reinhard, 3508 Melsungen, DE

⑤⑥ **Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht gezogene Druckschriften:**

DE	39 09 657 A1
DE	38 28 811 A1
US	40 56 116

⑤④ **Pumpenschlauch für eine peristaltische Pumpe**

- ⑤⑦ Ein Pumpenschlauch (10) für eine peristaltische Pumpe ist mit einer Fließbremse ausgestattet, die einen unkontrollierten Fluß von Infusionslösung verhindert, sich jedoch manuell für kurze oder längere Zeit außer Kraft setzen läßt, so daß der Durchfluß durch die Infusionsleitung, in die der Pumpenschlauch (10) eingesetzt ist, offen ist.
Ein solcher Pumpenschlauch (10) ist dadurch gekennzeichnet, daß innerhalb eines manuell verformbaren Teilstückes (14) des Auslaufabschnittes (13) ein koaxialer, wandfester Zapfenkörper (31) feststehend angeordnet ist, dessen geschlossenes Kopfende (32) dem Mittelteil (11) des Schlauches (10) zugewandt ist,
daß eine umlaufende elastische Dichtlippe (30) auf der Innenseite des Auslaufabschnittes (13) mit auf einen definierten minimalen Förderdruck im Pumpenschlauch ansprechender Kraft gegen die Außenfläche des Kopfendes (32) des Zapfenkörpers (31) anliegt,
und daß der Zapfenkörper einen Längskanal mit Einlaß- und Auslaßöffnungen aufweist, wobei die mindestens eine Einlaßöffnung (34) mit axialem Abstand zu dem Kopfende (32) des Zapfenkörpers (31) angeordnet ist.



DE 41 26 088 C 1

Die Erfindung bezieht sich auf einen Pumpenschlauch für eine peristaltische Pumpe mit einem Einlaufabschnitt, einem als Pumpsegment dienenden Mittelteil und einem Auslaufabschnitt.

Im medizinischen Bereich werden Peristaltikpumpen oder Schlauchpumpen als Infusionspumpen zum sterilen Transport von größeren Mengen Infusionsflüssigkeit verwendet. Der Pumpenschlauch ist auswechselbar in der Pumpe angeordnet und stellt ein preiswertes Einmalserzeugnis dar, welches in steriler Form geliefert wird, vom Benutzer in das Infusionsgerät eingesetzt werden kann und nach gebrauch fortgeworfen wird. Ein solcher Pumpenschlauch ist in

DE-39 09 657 A1 offenbart. Das Fördervolumen hängt von den Querschnittsabmessungen des Pumpenschlauches ab und von dessen Rückstellfähigkeit. Das verwendete Material muß physiologisch unbedenklich, d. h., gegenüber den verwendeten Medien inert sein. Umgebungseinflüsse, wie Temperatur, Luftfeuchte, Licht und Desinfektionsmittel dürfen das Material nicht beeinflussen. Üblicherweise werden Pumpenschläuche für peristaltische Pumpen aus hochelastischem Material, z. B. Silikon, hergestellt.

Ist ein Pumpenschlauch ordnungsgemäß in den Kanal einer peristaltischen Pumpe eingelegt, so wird er zwischen Andrückelementen und einem Gegenlager an mindestens einer Stelle peristaltisch okklusiv gequetscht, so daß ein unkontrollierter Fluß des zu pumpenden Mediums ausgeschlossen ist. Die Andrückelemente können Schieber, Schwertventile, Rollen oder dergleichen sein. Oft wird die Andrückkraft so gewählt, daß der Pumpenschlauch bis zu einem definierten Druck des Mediums von zum Beispiel 1,5 bar verschlossen bleibt. Bei weiterem Druckanstieg heben die Andrückelemente ab und der Druck kann entweichen.

Sei Betriebsstörungen, zur Inspektion und zum Auswechseln des Pumpenschlauches wird die peristaltische Pumpe geöffnet, indem das Gegenlager, das zum Beispiel an einer den Kanal, in den der Pumpenschlauch eingelegt ist, verschließenden Tür ausgebildet ist, von den Andrückelementen abgehoben wird. Hierdurch entfällt die okklusive Abquetschung des Pumpenschlauches und sein Verschluss ist aufgehoben. Bei Infusionspumpen kann es durch das statische Gefälle zwischen dem am saugseitigen Ende angeschlossenen Infusionsbehälter und dem am druckseitigen Ende befindlichen Patientenanschluß zu einem unkontrollierten Fluß der Infusionslösung kommen. Dieser Fluß stellt eine Patientengefährdung dar. Moderne Infusionsapparate sind mit einer zusätzlichen Sicherheitsklemme ausgerüstet, welche beim Öffnen der Peristaltikpumpe den Pumpenschlauch zwischen zwei Schenkeln okklusiv quetscht, wodurch der unkontrollierte Fluß der Infusionslösung verhindert wird. Zu einem unkontrollierten Fluß von Infusionslösung kann es bei diesen Apparaten jedoch dann kommen, wenn der Infusionsschlauch der peristaltischen Pumpe entnommen wird, so daß weder die Pumpe noch die Sicherheitsklemme eine Quetschung des Schlauches bewirken. Um auch diese Gefährdung auszuschließen, ist es unbedingt notwendig, daß das Bedienungspersonal mit Hilfe einer Klemme den Pumpenschlauch von Hand verschließt. Die Sicherheit der Infusionen ist damit weitgehend abhängig von der Aufmerksamkeit der Bedienungsperson und Flüchtigkeitsfehler sind nicht ausgeschlossen.

DE 38 28 811 beschreibt eine Spraypumpe für flüssige

Stoffe, bei der das Pumporgan aus einem flexiblen Faltenbalg besteht, der zwischen gegeneinander beweglichen Gehäuseteilen verbindend angeordnet ist und der an seinem einen Ende einen radial elastischen, hülsenartigen Ringwandabschnitt aufweist, der mit einem längsgeschlitzten, topfförmigen Ansatz des einen gehäuseteiles ventilartig zusammenwirkt. Im Nichtbenutzungszustand der Spraypumpe liegt der Ringwandabschnitt abdichtend an dem Ansatz an und bei Betätigung des Faltenbalges hebt er sich unter dem Druck des Fördermediums radial von dem Ansatz ab, um den Auslaß zu öffnen. Als Fließbremse für einen Pumpenschlauch ist eine solche Ventilausbildung ungeeignet, weil der dünne Ringwandabschnitt im Laufe der Betriebszeit einer peristaltischen Pumpe ermüden würde und seine vorgeebene Ansprechbarkeit auf einen bestimmten Pumpenförderdruck verliert, so daß die Fließbremse zunehmend weniger zuverlässig wirksam ist, wenn der Pumpenschlauch beschädigt oder unsachgemäß eingelegt ist bzw. die peristaltische Pumpe nicht ordnungsgemäß funktioniert. Eine manuelle Ausschaltung dieses Ventiles ist nicht vorgesehen.

US-PS 40 56 116 zeigt ein Ventil zum Einbau in die Verbindungsleitung zwischen zwei Blutbeuteln. Dabei ist in einem Faltenbalg ein Stößel axial beweglich angeordnet, der aus einem zylindrischen Schaft und einer an diesen axial anschließenden spitzen Nadel besteht. Die Nadel bildet ein Hohlkehlenprofil und am Anschluß zwischen Nadel und Schaft hat dieser eine ringförmige Verdickung, die nach Art eines Stöpsels in das Ende des einen Leitungsabschnittes paßt. Der Schaft wird von außen erfaßt und vorgeschoben, damit die Nadelspitze eine den einen Leitungsabschnitt verschließende Membran durchsticht und durch die Hohlkehle der Nadel Flüssigkeitsverbindung zwischen den beiden Leitungsabschnitten hergestellt ist. Der Balg springt in seine Grundposition zurück, ohne den Stößel mitzunehmen. Die Festhaltung des Stößels bewirkt ein Radialvorsprung, der an der spitzenseitigen Wand der Nadel außen angeformt ist und der einen stehengebliebenen Randteil der durchstochenen Membran hintergreift. Um die Leitung zu schließen, wird der Schaft erneut erfaßt und die ringförmige Verdickung in das stumpfe Ende des einen Leitungsabschnittes hineingesteckt, wo sie durch Preßsitz gehalten ist. Auch in dieser Schließposition stellt sich der Balg selbsttätig zurück. Zur erneuten Ventilöffnung wird der Stößel bis zum Anschlag des Radialvorsprungs gegen den Membranrand zurückgezogen. Dieses Ventil kann lediglich Öffnungs- und Schließstellungen einnehmen. Es fehlt ein Dichtungselement, das auf definierten minimalen Förderdruck ansprechen könnte.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, einen Pumpenschlauch so auszubilden, daß zur Steigerung der Sicherheit einer Infusionsbehandlung unkontrollierter Fluß der Infusionslösung zu jedem Zeitpunkt seiner Benutzung verhindert ist und die Fließbremsenfunktion jederzeit manuell aufhebbar ist.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß innerhalb eines verformbaren Teilstückes des Auslaufabschnittes ein coaxialer, wandfester Zapfenkörper feststehend angeordnet ist, der einen auslaßseitig offenen Längskanal aufweist, in den mit axialem Abstand zu einem dem Mittelteil des Schlauches zugewandten geschlossenen Kopfende ein Einlaß mündet, daß der Zapfenkörper mit einer radial gerichteten umlaufenden elastischen Dichtlippe auf der Innenseite des Auslaufabschnittes zusammenwirkt, die mit auf einen definierten

minimalen Förderdruck im Pumpenschlauch ansprechender Kraft gegen die Außenfläche des Kopfendes anliegt, und daß zur vorsätzlichen Öffnung des Einlasses des Zapfenkörpers das Teilstück des Auslaufabschnittes manuell radial verformbar ist.

Der Pumpenschlauch erhält auf diese Weise in Fließrichtung hinter der peristaltischen Pumpe eine Fließbremse, deren Funktion sich manuell kurzzeitig aufheben läßt, wenn dies vor oder während einer Infusion erwünscht ist.

Um diese Fließbremse zu überwinden ist es notwendig, daß das zu fördernde Medium mit einem definierten minimalen Druck von beispielsweise 0,2 bar transportiert wird. Die Druckgrenze ist so zu wählen, daß sie höher ist, als der statische Druck zwischen der aufgehängten Infusionsflasche und dem Patienten. Andererseits muß die peristaltische Pumpe diese Druckgrenze sicher überwinden.

Eine Infusionsleitung mit dem in erfindungsgemäßer Weise ausgebildeten Pumpenschlauch hat einige Vorteile:

1. ein unkontrollierter Fluß des Mediums wird außerhalb der peristaltischen Pumpe bis zu einem definierten Druckgefälle automatisch verhindert;
2. ein unkontrollierter Fluß des zu pumpenden Mediums wird bei in die peristaltische Pumpe eingelegtem Pumpenschlauch bis zu einem definierten Druckgefälle vermieden. Dies bedeutet, daß auch bei einer Beschädigung oder unsachgemäß eingelegtem Pumpenschlauch bzw. einer nicht ordnungsgemäßen Funktion der peristaltischen Pumpe oder der eingebauten Sicherheitsklemme ein unkontrollierter Fluß nicht stattfindet. Auch führen Funktionsstörungen der peristaltischen Pumpe, wie ungenügender Druckaufbau, zu einem Aussetzen des Flusses, wodurch sich anbahnende Gefährdungen frühzeitig erkannt werden.

Die manuelle Verformbarkeit des Teilstückes des Auslaufabschnittes, der die Fließbremse enthält, ermöglicht eine kurzfristige Aufhebung der Fließbremsenfunktion, z. B. zur Entlüftung der Infusionsleitung oder zur Füllung der gesamten Infusionsleitung mit dem zu fördernden Medium vor Beginn der Geräteinfusion mit Hilfe der Schwerkraft. Zwischen Daumen und Zeigefinger einer Hand wird das verformbare Teilstück radial etwas zusammengedrückt, wodurch die Dichtlippe stellenweise von der Außenfläche des Kopfendes des Zapfenkörpers abgehoben wird und ein Teil des Schlauchquerschnittes öffnet, was für den gewünschten Zweck genügt.

Eine kurzzeitige Umgehung der Dichtlippe kann auch durch axiale Zusammenschiebung (Stauchung) des manuell verformbaren Teilstückes des Auslaufabschnittes erfolgen. Dabei wird der Zapfenkörper in Richtung des Pumpenschlauch-Mittelteiles verschoben und die seitliche Einlaßöffnung wird in bezug auf die Fließrichtung vor die Dichtlippe verlagert. Auf diese Weise wird die Dichtlippe umgangen und die Infusionsleitung kann entlüftet oder mit Hilfe der Schwerkraft gefüllt werden.

Bei Infusionsleitungen, welche für die Geräteinfusion bestimmt sind, ist es zusätzlich zu einer kurzfristigen Schlauchquerschnittöffnung zuweilen erwünscht, in einem akuten Fall eine Schwerkraftinfusion einzusetzen. Dies führt zu der Notwendigkeit, die Fließbremse durch einfache Betätigung ganz auszuschalten. Zu diesem Zweck ist erfindungsgemäß vorgesehen, daß das Kopfende des Zapfenkörpers abbrechbar ausgebildet ist. Dies geschieht durch Ausbildung des Zapfenkörpers an seiner Spitze als Brechsiegel. Durch Abbrechen des

Kopfendes entsteht eine dauerhafte Öffnung des Längskanals in dem Zapfenkörper in Fließrichtung vor der Dichtlippe, durch welche das Medium in den Zapfenkörper und von dort in den angeschlossenen weiterführenden Schlauch gelangt. Das Abbrechen des Kopfendes wird dadurch erleichtert, daß der Zapfenkörper aus hartem brechfähigem Kunststoffmaterial hergestellt ist.

Zur Ermöglichung einer länger dauernden, jedoch rückgängig machbaren Öffnung des Längskanals gegen den Mittelteil des Pumpenschlauches ist in weiterer Ausgestaltung der Erfindung vorgesehen, daß das verformbare Teilstück unterhalb der Dichtlippe reduzierte Wandstärke aufweist und daß durch axiale Stauchung des Teilstückes das Kopfende des Zapfenkörpers über die Dichtlippe hinwegschiebbar und durch Umstülpung des Teilstückes arretierbar ist. Durch die kräftige Verformung wird der Zapfenkörper in eine eingerastete Position gebracht. Aus dieser Position gelangt er nur durch erneuten Kraftaufwand wieder heraus. In der eingerasteten Position ist die seitliche Einlaßöffnung des Zapfenkörpers relativ zur Dichtlippe soweit verschoben, daß sie in Fließrichtung vor dieser liegt.

Vorzugsweise hat die Dichtlippe sägezahnartiges Querschnittsprofil, so daß die Fließbremse ein Rückschlagventil darstellt, welches einen Fluß des Mediums entgegen der gewollten Fließrichtung in jedem Falle verhindert — sei dieser Fluß verursacht durch übermäßigen Druck patientenseitig oder durch Unterdruck pumpenseitig von der Fließbremse.

In vorteilhafter Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, daß der Zapfenkörper und der Auslaufabschnitt kreiszylindrisch gestaltet sind und daß der Längskanal eine zentrale Sackbohrung ist, in deren geschlossenen Endbereich mit axialem Abstand zur Kuppe des Zapfenkörpers die Einlaßöffnung seitlich mündet. Diese Ausbildung ist für die Teilöffnung des Schlauchquerschnittes durch manuelle Verformung günstig, weil sich eine ovale Querschnittsform des Schlauches ergibt, deren Durchlässe an den schmaleren Enden des Ovals erscheinen. Diese Ausbildung ist außerdem günstig, weil sie die Integrierung des Zapfenkörpers in ein zusätzliches Element des Pumpenschlauches erlaubt, und zwar kann der Zapfenkörper mit einem in den Auslaufabschnitt eingesetzten rohrförmigen kreiszylindrischen Fixierstück zum Anschluß eines weiterführenden Schlauches einstückig ausgebildet sein. Bei der Montage des Fixierstückes in dem Auslaufabschnitt des Pumpenschlauches wird gleichzeitig das Kernelement der Fließbremse feststehend installiert.

In der Zeichnung sind Ausführungsbeispiele der Erfindung schematisch dargestellt.

Es zeigt

Fig. 1 eine Draufsicht auf einen Pumpenschlauch, der im Bereich der Fließbremse längsgeschnitten ist,

Fig. 2 einen Querschnitt längs der Linie II-II in Fig. 1 zur Veranschaulichung kurzzeitiger manueller Ausschaltung der Fließbremse,

Fig. 3 eine Draufsicht auf einen Pumpenschlauch mit einer zweiten Ausführungsform einer Fließbremse im Schließzustand und

Fig. 4 die Fließbremse nach Fig. 3 in Dauer-Öffnungssposition.

Der Pumpenschlauch 10 gemäß Fig. 1 besteht aus hochelastischem Material, z. B. Silikon. Er weist einen langgestreckten Mittelteil 11 auf, an dessen oberes Ende eine kreiszylindrische Muffe 12 angeformt ist, die einen Einlaufabschnitt bildet und dessen unteres Ende mit einem kreiszylindrischen Auslaufabschnitt 13 versehen ist,

der aus einem manuell verformbaren Teilstück 14 mit kreiszylindrischer Innen- und Außenfläche und einer Muffe 14a besteht. Der Mittelteil 11 des Schlauches 10 weist im Querschnitt zwei bogenförmige Abschnitte 15 auf, die ein Schlauchlumen derart umschließen, daß es die Querschnittsform einer bikonvexen Linse hat. An die beiden Längsränder des Schlauches 10 in der Ebene der längeren Achse seines Querschnittes schließen sich nach außen weisende Stege 18 an. In der Nähe des unteren Endes des Mittelteiles 11 mit linsenförmigem Querschnitt ist die Wandstärke des Schlauches 10 reduziert, so daß ein Längenabschnitt entsteht, der als Druckmeßzone 16 benutzt werden kann, an die ein den Innendruck messender Drucksensor von außen angesetzt werden kann. Das quadratische Symbol kennzeichnet eine nach außen gerichtete Warze, die Beschädigungen der Schlauchwandung unter dem Einfluß des Drucksensors verhindern soll.

In die Muffe 12 des Einlaufabschnittes ist ein rohrförmiges Fixierstück 19 eingepaßt, dessen kreiszylindrischer Kanal der Befestigung eines eingeschobenen Zuleitungsschlauches 21 dient, der zu einem Infusionsbehälter führt und Teil einer etwa 2 m langen Infusionsleitung ist, die am Auslaufabschnitt des Pumpenschlauches 10 durch einen Ableitungsschlauch 22 fortgesetzt wird, der zum Patienten verläuft. Das Ende des Ableitungsschlauches 22 ist in einem rohrförmigen Fixierstück 20 befestigt, das in die Muffe 14a passend eingesetzt ist. Es rastet mit einem äußeren Ringbund 23 in eine Ringrille 24 des Fixierstückes 20 feststehend ein. Die Muffe 12 am saugseitigen Ende des Pumpenschlauches 10 ist mit einer Aufhängevorrichtung 25 versehen. Sie besteht aus zwei identischen Laschen 26, die in gemeinsamer Ebene symmetrisch zur Längsachse des Schlauches 10 nach entgegengesetzten Seiten gerichtet und einstückig an den Körper des Schlauches 10 angeformt sind. Jede Lasche 26 ist dreieckig mit abgerundeter Ecke und die beiden Laschen 26 sind so orientiert, daß eine gegen das andere Ende des Schlauches 10 weisende Pfeilspitze entsteht. Mit dem Öffnungsrand der Muffe 12 schließen die beiden Laschen 26 bündig ab. Das Pfeilspitzenende der beiden Laschen 26 geht in die beiden Stege 18 des Mittelteiles 11 des Schlauches 10 über. In jeder Lasche 26 ist eine Lochöse 27 in Form einer kreisrunden Durchbrechung ausgebildet. Die beiden Lochösen 27 sind zur Schlauchlängsachse symmetrisch angeordnet und liegen mit ihren Mittelpunkten auf einer gemeinsamen Linie, die zur Schlauchlängsachse senkrecht verläuft. Die Lochösen 27 werden auf angepaßte Haltestifte der Pumpe aufgesteckt.

An die Muffe 14a am druckseitigen Ende des Pumpenschlauches 10 sind zwei identische Laschen 28 angeformt. Sie sind nach entgegengesetzten Seiten gerichtet und verlaufen in gemeinsamer Ebene sowie in der Ebene der Laschen 26. Die beiden Laschen 28 haben rechteckige Form mit abgerundeten äußeren Ecken. Sie sind jeweils von einer rechteckigen Lochöse 29 durchbrochen. Die Längsachsen der Laschen 28 und der Lochösen 29 verlaufen parallel zur Längsachse des Schlauches 10. Die Mittelpunkte der Lochösen 29 sind zur Schlauchlängsachse symmetrisch angeordnet und liegen auf einer gemeinsamen Linie, die zur Schlauchlängsachse senkrecht verläuft. In bezug auf die Mittelpunkte der Lochösen 27 liegen die Mittelpunkte der Lochösen 29 nicht in gerader Flucht unter diesen, sondern sie sind symmetrisch etwas nach innen versetzt. Die rechteckigen Lochösen 29 schließen sich direkt an die Außenfläche der Muffe 14a an.

In den Auslaufabschnitt 13 am druckseitigen Ende des Pumpenschlauches 10 ist eine Fließbremse integriert. Diese besteht aus einer umlaufenden flexiblen Dichtlippe 30, die an die Innenfläche des verformbaren Teilstückes 14 des Auslaufabschnittes 13 einstückig angeformt ist und im Querschnitt Sägezahnprofil hat. Die obere Schrägflanke der Dichtlippe 30 verläuft ausgehend von der Innenwandung des verformbaren Teilstückes 14 von oben nach unten. Die Dichtlippe 30 verringert den Schlauchquerschnitt. Den verbleibenden zentralen Schlauchquerschnitt im Bereich der Dichtlippe 30 füllt ein gerader Zapfenkörper 31 aus, der an das Fixierstück 20 koaxial einstückig angeformt ist und geringeren Durchmesser hat als dieses. Ausgehend von dem Ringbund 23 ist der Zapfenkörper 31 über eine Schrägschulter als kreiszylindrischer Teil vorgesehen, der koaxial verläuft und in einem geschlossenen Kopfende 32 endet, das über die Ebene der Dichtlippe 30 in Richtung des Mittelteiles 11 des Schlauches 10 vorsteht.

Der in dem Auslaufabschnitt 13 stehende Zapfenkörper 31 ist hohl. Er enthält einen geraden Längskanal 33, der nach der Art einer Sackbohrung am Kopfende 32 verschlossen ist und dessen unteres offenes Ende durch den Kanal des Fixierstückes 20 mit dem Lumen des weiterführenden Schlauches 22 in Verbindung steht. Der Längskanal 33 steht über mindestens eine Öffnung 34 in der Wand des Zapfenkörpers 31 mit einer ringförmigen Kammer 35 in Verbindung, die zwischen der Dichtlippe 30 und der Schrägschulter des Ringbundes 23 gebildet ist. Der Durchmesser des Zapfenkörpers 31 und die Nachgiebigkeit der Dichtlippe 30 sind so gewählt, daß die Dichtlippe 30 sich nur bei einem definierten minimalen Förderdruck des zu fördernden Mediums, beispielsweise 0,2 bar, von der Außenfläche des Zapfenkörpers 31 abhebt. Bei statischem Druck, d. h. bei Handhabung der Infusionsleitung 10, 21, 22 außerhalb der Pumpe bzw. bei Nichtbetrieb der Pumpe, liegt die Dichtlippe 30 abdichtend gegen die Außenfläche des Zapfenkörpers 31 an und der Auslauf ist abgesperrt. Wenn der Druck in dem Pumpenschlauch 10 zur Überwindung der Abdichtung zwischen Dichtlippe 30 und Zapfenkörper 31 ausreicht, d. h., wenn er höher ist als der statische Druck zwischen der aufgehängten Infusionsflasche und dem Patienten, wird die Dichtlippe 30 von der Außenfläche des Zapfenkörpers 31 radial weggedrückt und Infusionsflüssigkeit tritt in die ringförmige Kammer 35 ein, von der aus sie durch die Öffnung 34 in den Längskanal 33 und den weiterführenden Schlauch 22 gelangt.

Diese Fließbremse steigert die Sicherheit gegen unkontrollierten Fluß von Infusionslösung zu irgendeinem Zeitpunkt der Infusionsbehandlung. Wenn die Fließbremse nur kurzfristig aufgehoben werden soll, beispielsweise um die Infusionsleitung vor Beginn der Geräteinfusion mit Hilfe der Schwerkraft mit Infusionslösung zu füllen oder um sie zu entlüften, wird das verformbare Teilstück 14, wie in Fig. 2 gezeigt, mit zwei Fingern radial zusammengedrückt, so daß es längliche Form annimmt und auf zwei Seiten des Zapfenkörpers 31 Durchlässe 36 entstehen, die für den gewünschten Zweck ausreichen. Es kann auch das Teilstück 14 durch axiale Stauchung verformt werden. Dabei wird der Zapfenkörper 31 in bezug auf die Dichtlippe 30 axial nach oben verschoben, so daß die Öffnung 34 aus der ringförmigen Kammer 35 austritt und mit dem Lumen des Mittelteiles 11 in Fließverbindung steht.

Ferner kann es erwünscht sein, die Infusionsleitung, welche für die Geräteinfusion bestimmt ist, in einem

akuten Fall kurzfristig für eine Schwerkraftinfusion zu verwenden. Zu diesem Zweck muß die Fließbremse durch eine einfache Betätigung ganz ausschaltbar sein. Im Falle des Beispiels der Fig. 1 geschieht dies dadurch, daß das Kopfende 32 des Zapfenkörpers 31 durch das verformbare Teilstück 14 hindurch erfaßt und abgebrochen wird. Zur Erleichterung dieses Vorganges ist das Kopfende 32 an der Stelle 37 als Brechsiegel ausgeführt. Durch Abbrechen des Kopfendes 32 werden durch den Längskanal 33 dauerhaft der Zuleitungsschlauch 21, das Mittelteil 11 des Pumpenschlauches 10 und der Ableitungsschlauch 22 miteinander verbunden und die Infusionsflüssigkeit kann die gesamte Infusionsleitung frei durchströmen.

Ein Ausführungsbeispiel, das eine andere Möglichkeit zur längerdauernden Verbindung zwischen dem Zuleitungsschlauch 21, dem Mittelteil 11 und dem Ableitungsschlauch 22 ermöglicht, ist in den Fig. 3 und 4 gezeigt. Die mit dem Beispiel der Fig. 1 und 2 übereinstimmenden Teile sind mit gleichen Bezugsziffern bezeichnet worden. Abweichende Teile wurden durch "100" ergänzt.

Ein rohrförmiges Fixierstück 120 aus hartem Kunststoff, in dessen Kanal der Ableitungsschlauch 22 feststehend eingeschoben ist, weist an seinem inneren Ende einen coaxialen Zapfenkörper 131 auf, der mit seinem geschlossenen Kopfende 132 gegen den Mittelteil 11 des Pumpenschlauches 10 gerichtet ist. An den Umfang des Kopfendes 132 liegt die sägezahnförmige flexible Dichtlippe 130 an, die — wie die Dichtlippe 30 — ein Rückschlagventil bildet, welches einen Fluß des Mediums entgegen der gewollten Fließrichtung verhindert. In dem Zapfenkörper 131 ist ein coaxialer Längskanal 133 ausgebildet, der gegen das Lumen des Ableitungsschlauches 22 offen ist und unterhalb des Kopfendes 132 in mindestens einer seitlichen Öffnung 134 mündet, die mit einer ringförmigen Kammer 135 zwischen der Wandung des verformbaren Teilstückes 114 und der Schrägschulter des Ringbundes 123 in Verbindung steht. Die Wandstärke des kreiszylindrischen Teilstückes 114 ist im Vergleich zur Wandstärke des Mittelteiles 11 stark reduziert und die Wandung ist so profiliert, daß die ringförmige Kammer 135 am unteren Ende einen etwas geringeren Querschnitt als am oberen Ende hat. Beide Abschnitte sind für sich kreiszylindrisch und über einen Schrägeil 40 miteinander verbunden.

Unter statischem Druck liegt die Dichtlippe 130 abdichtend gegen das Kopfende 132 an. Wenn das zu fördernde Medium von auf den Pumpenschlauch 10 wirkenden Andruckelementen erhöhtem Druck ausgesetzt wird, wird die Dichtlippe 130 von dem Kopfende 132 weggedrückt und durch die Öffnung 134 tritt Flüssigkeit durch den Längskanal 133 in den Ableitungsschlauch 22 ein. Eine kurzfristige Aufhebung der Fließbremse geschieht durch manuelle Verformung, so daß — wie in Fig. 2 gezeigt — zwei seitliche Durchlässe neben dem Kopfende 132 entstehen. Eine längerfristige Aufhebung der Fließbremseinwirkung wird dadurch erreicht, daß das Teilstück 114 kräftig axial gestaucht wird, wodurch die dünne Wandung des Teilstückes 114 sich an dem Schrägeil 40 umstülpt und kurz unterhalb der Dichtlippe 130 in einer Totpunktstellung arretiert ist. In diesem Zustand, der in Fig. 4 gezeigt ist, liegt die Öffnung 134 über der Dichtlippe 130 und der Durchgang zwischen dem Lumen des Mittelteiles 11 und dem Ableitungsschlauch 22 ist offen. Aus dieser Position läßt sich der Zapfenkörper 131 dadurch befreien, daß an dem Auslaufabschnitt 113 gezogen wird, damit sich die Umstül-

pung entfaltet und der Zustand gemäß Fig. 3 wieder hergestellt ist.

Patentansprüche

1. Pumpenschlauch für eine peristaltische Pumpe mit einem Einlaufabschnitt (12), einem als Pumpsegment dienenden Mittelteil (11) und einem Auslaufabschnitt (13), **dadurch gekennzeichnet**, daß innerhalb eines verformbaren Teilstückes (14; 114) des Auslaufabschnittes (13; 113) ein coaxialer, wandfester Zapfenkörper (31; 131) feststehend angeordnet ist, der einen auslaßseitig offenen Längskanal (33; 133) aufweist, in den mit axialem Abstand zu einem dem Mittelteil (11) des Schlauches (10) zugewandten geschlossenen Kopfende (32; 132) ein Einlaß (34; 134) mündet, daß der Zapfenkörper (31; 131) mit einer radial gerichteten umlaufenden elastischen Dichtlippe (30; 130) auf der Innenseite des Auslaufabschnittes (13) zusammenwirkt, die mit auf einen definierten minimalen Förderdruck im Pumpenschlauch ansprechender Kraft gegen die Außenfläche des Kopfendes (32; 132) anliegt, und daß zur vorsätzlichen Öffnung des Einlasses (34; 134) des Zapfenkörpers (31; 131) das Teilstück (14; 114) des Auslaufabschnittes (13; 113) manuell radial verformbar ist.
2. Pumpenschlauch nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Dichtlippe (30; 130) sägezahnartiges Querschnittsprofil hat.
3. Pumpenschlauch nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Zapfenkörper (31; 131) und der Auslaufabschnitt (13; 113) kreiszylindrisch gestaltet sind und daß der Längskanal (33; 133) eine zentrale Sackbohrung ist, in deren geschlossenen Endbereich die Einlaßöffnung (34; 134) seitlich mündet.
4. Pumpenschlauch nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Zapfenkörper (31; 131) mit einem in den Auslaufabschnitt (13; 113) eingesetzten rohrförmigen Fixierstück (20) zum Anschluß eines weiterführenden Schlauches (22) einstückig ausgebildet ist.
5. Pumpenschlauch nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Kopfende (32) des Zapfenkörpers (31) abbrechbar ausgebildet ist.
6. Pumpenschlauch nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Wandung des verformbaren Teilstückes (114) unterhalb der Dichtlippe (130) reduzierte Wandstärke aufweist und daß durch axiale Stauchung des manuell verformbaren Teilstückes (114) das Kopfende (132) des Zapfenkörpers (131) über die Dichtlippe (130) hinweg schiebbar und durch Umstülpung des Teilstückes (114) arretierbar ist.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

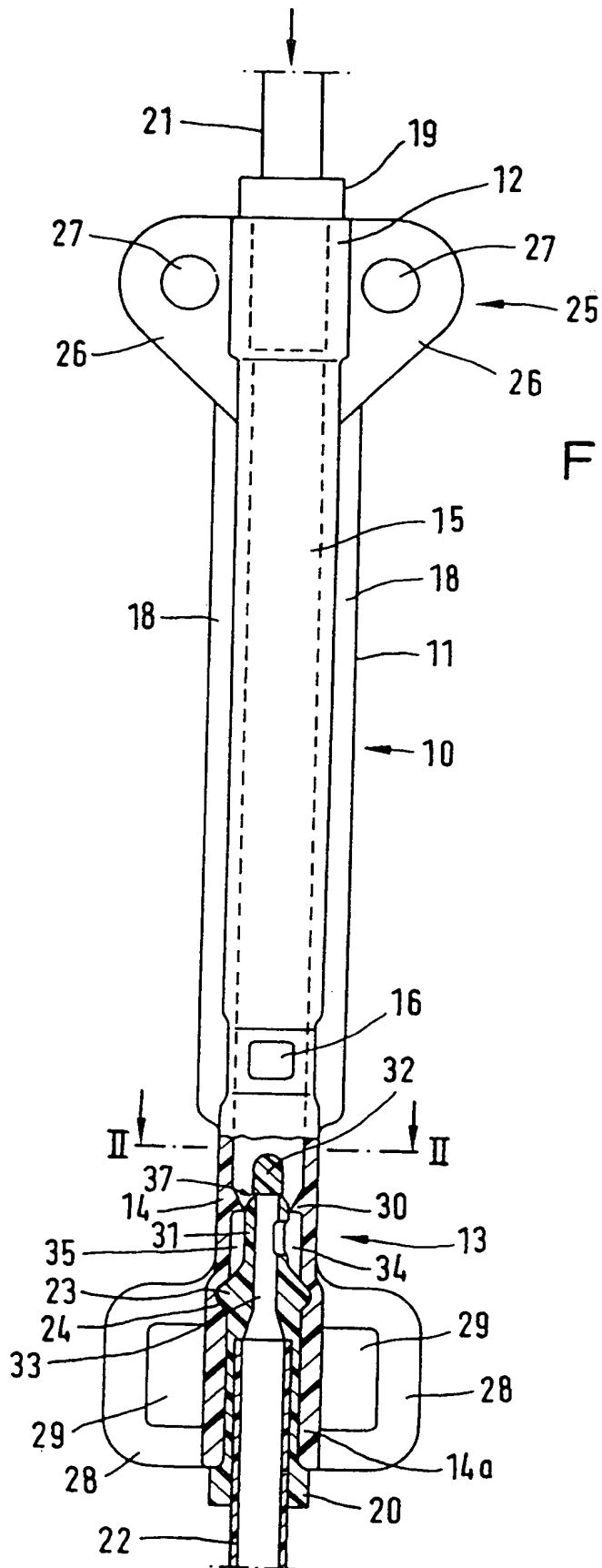


FIG.1

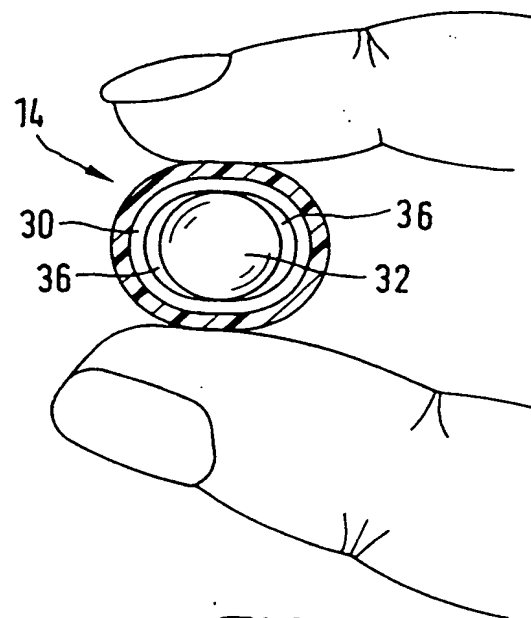
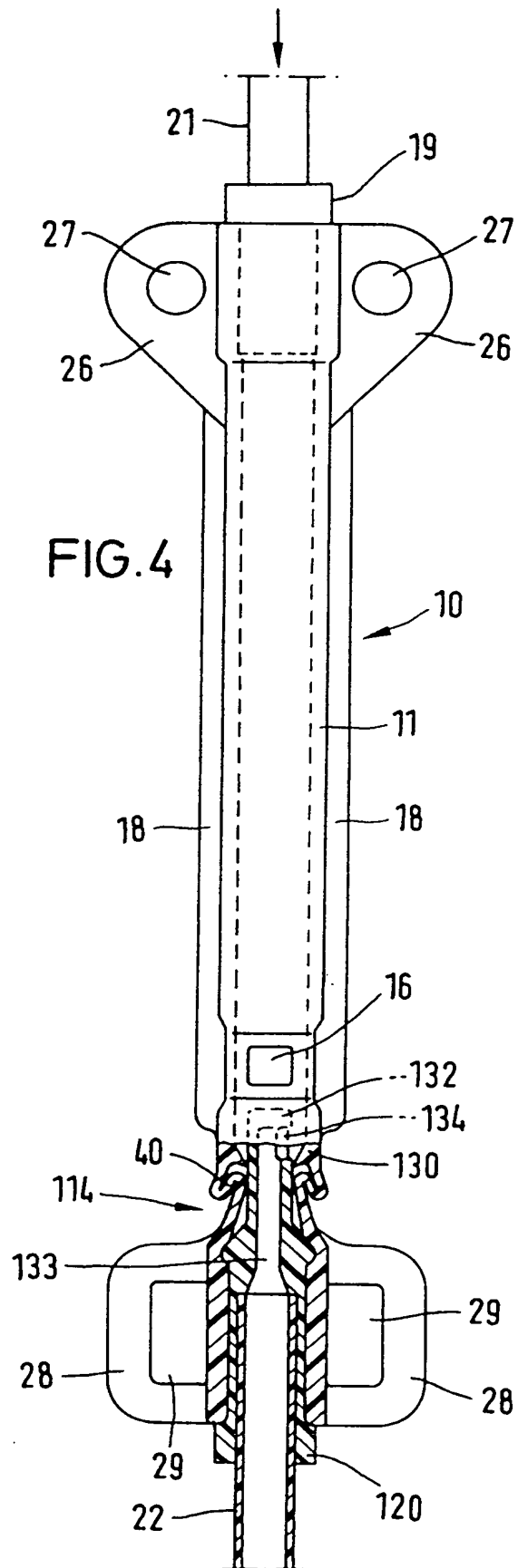
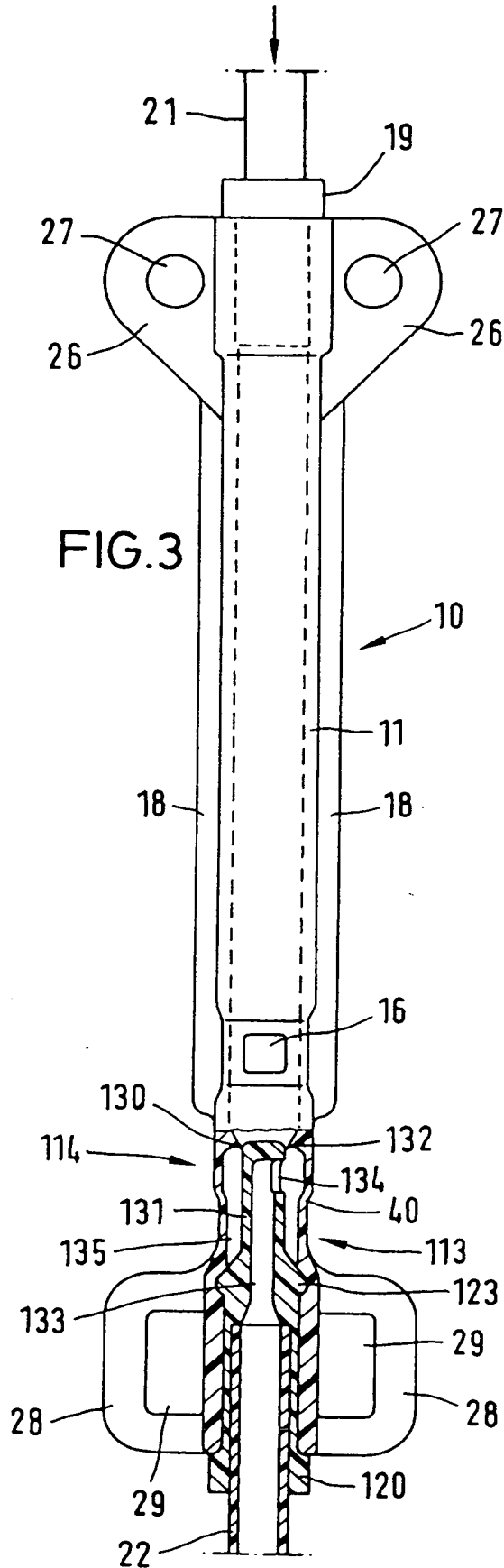


FIG.2



-- Cover Page --

German Patent DE 4126088 C1.

Int.Cl.(5) F 04 B 43/12
//A 61 M 5/142.,

File number: P 4126088.0-15.
Application date: Aug 07, 1991.
Laying-open date: [(none stated)].

Publication date of patent issuance: Jan 14, 1993.

(An opposition can be brought within 3 months after the publication of the issuance.)

(73) Grantee: the firm B. Braun Melsungen AG, of Germany.

(72) Inventor: Reinhard Knuth, of Germany.

(56) Publications taken into account in evaluating patentability:
DE 3909657 A1, DE 3828811 A1, US 4056116.

(54) Title: Pump tube for a peristaltic pump.

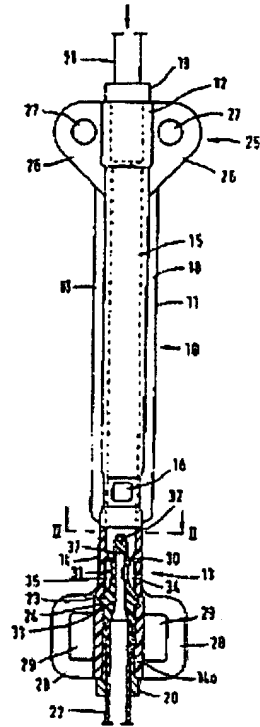
Abstract:

A pump tube (10) for a peristaltic pump is equipped with a flow blocking device which prevents uncontrolled flow of infusion solution, but said flow blocking device can be overridden manually for a brief period or a relatively long period, namely by means whereby the flow passage in the infusion line in which the pump tube (10) is installed is open.

Such a pump tube (10) is characterized in that:
a coaxial generally cylindrical end member (31) is fixedly disposed so as to be at a distance from (i.e. radially inward of) the wall of a manually deformable region (14) of the outlet region (13), which end member (31) has a closed head end (32) which is directed toward the middle region (11) of the pump tube (10);

further in that an encircling elastic sealing lip (30), disposed on the interior of the outlet region (13), rests against the outer surface of the head end (32) with a force which corresponds to a specified minimal flow pressure in the pump tube; and

in that the cylindrical end member has a longitudinal channel with inlet and outlet openings, wherewith the at least one inlet opening (34) is disposed at an axial distance from the head end (32) of the cylindrical end member (31).



Specification:

The invention relates to a pump tube for a peristaltic pump, said pump tube having a supply region, a middle region serving as a pump segment, and an outlet region.

In medicine, peristaltic pumps (flexible tube pumps) are employed as infusion pumps for sterile pumping of large quantities of infusion liquids. The pump tube is replaceably disposed in the pump, serving as an economical one-time-use product which is supplied for use in sterile form, can be inserted by the user into the infusion apparatus, and is discarded after use. Such a pump tube is disclosed in DE 3909657 A1. The pumping volume depends on the cross sectional dimensions of the pump tube and on the restorability of said dimensions. The material must be physiologically safe, i.e. in particular must be inert toward the media employed. Environmental influences such as temperature, air humidity, light, and disinfectants, should not affect said material. Ordinarily, pump tubes for peristaltic pumps are fabricated from highly elastic material, such as silicone.

When a pump tube is properly installed in the channel of a peristaltic pump, it comes to be peristaltically occlusively compressed between compression elements and an opposing support means, at at least one locus; under such circumstances, uncontrolled flow of the medium being pumped is not a possibility. The compression elements may comprise slide elements, angled thrust rods, rolls, or the like. Often, the pumping force is selected such that the pump tube remains closed until the pressure of the medium reaches a specified value, e.g. 1.5 bar. If the pressure rises above this, the compression elements give way (yield in some fashion), and the pressure can be relieved.

In the event of operating irregularities, the peristaltic pump is opened for inspection and for replacement of the pump tube, said opening occurring, e.g., by opening the opposing support which support is in the form of a door which when closed seals the channel in which the pump tube is installed. In this process, said opposing support is moved away from the pressing elements, and thus the occlusive compression of the pump tube is released, and the pump tube is unblocked. Infusion pumps are subject to a condition in which, as a result of the static pressure difference between:

- the infusion container which is connected on the suction side end and

- the patient connection disposed on the pressure-side end,

uncontrolled flow of the infusion solution can occur. This flow is hazardous to the patient. Modern infusion apparatuses also have a safety clamp whereby when the peristaltic pump is opened the pump tube is occlusively compressed between two leg members, preventing uncontrolled flow of the infusion solution. However, with these apparatuses the infusion solution can still flow uncontrollably when

the infusion tube is removed from the peristaltic pump, wherewith neither the pump itself nor the safety clamp closes off the tube. In order to also exclude this hazard, it is necessary for the operating personnel to manually close off the pump tube with the aid of a clamp. Thus the safety of the infusion is substantially dependent on the attentiveness of the operating person; inadvertent errors are possible.

DE 3828811 describes a spray pump for liquid

-- Col. 2 --

materials wherein the pump organ is comprised of a flexible bellows-like structure which is connectively disposed between two mutually movable housing part. On one end, the pump organ has a radially elastic sleeve-like wall region which cooperates in valve-like fashion with a longitudinally split component fixed to a housing part, which component has the form of a blind hollow cylinder or the like. In the idle state of the spray pump, the sleeve-like wall region rests sealingly against the said split component. When the bellows is actuated, said wall region is lifted radially away from the split component; thus the outlet is opened. Such a valve configuration is unsuitable as a flow blocking device, because the thin wall region would suffer fatigue during operation of the peristaltic pump, and would lose its predetermined responsiveness to a particular pumping pressure, thus the flow blocking device would become increasingly unreliable and would fail to provide the desired protection in instances when the pump tube was damaged or was improperly installed, or when the peristaltic pump was malfunctioning. No manual override of this valve is provided for.

U.S. Patent 4056116 discloses a valve for installation in the connecting line between two blood bags. A rod is axially movable disposed in a bellows device, which rod is comprised of a cylindrical shaft and a pointed needle axially connected to said shaft. The needle forms a hollow neck profile [sic] and at the junction between the needle and the shaft it has a ring-shaped flange which fits like a stopper into the end of a segment of line. The shaft is grabbed from the exterior and is advanced, whereby the tip of the needle penetrates a membrane which closes off a line segment, wherewith fluid communication between the two line segments is provided through the hollow neck of the needle. The bellows springs back into its base position without carrying the rod with it. The detention of the rod causes a radial projection [sic] which is formed exteriorly on the tip-side wall of the needle and which form-interlockingly engages the membrane from the other side of said membrane [sic -- evidently misstated]. To close the line, the shaft is engaged again, and the ring-shaped flange is inserted into the truncated end [?] of the one line segment, where it is engaged by a press seat. Also in this closed position the bellows automatically returns. To reopen the valve, the rod is withdrawn [sic] until the radial projection strikes against the membrane edge. This valve can only occupy opened and closed positions. It has no sealing element which can respond to a specified minimal pump pressure.

The underlying problem of the present invention was to devise a pump tube such that, with the aim of improving the safety of an infusion treatment, uncontrolled flow of the infusion solution when it is being used is prevented, while meanwhile the flow blocking function can be manually overridden at any time.

This problem is solved according to the invention in that, within a deformable region of the outlet region, a coaxial generally cylindrical end member is fixedly disposed so as to be at a distance from (i.e. radially inward of) the wall, which end member has a longitudinal channel which channel is open in the direction toward the outlet, wherewith an inlet opening or the like opens into said channel at an axial distance from a closed head end which head end is directed toward the middle region of the tube;

further in that the cylindrical end member cooperates with a radially directed encircling elastic sealing lip disposed on the interior of the outlet region,

-- Col. 3 --

which lip rests against the outer surface of the head end with a force which corresponds to a specified minimal flow pressure in the pump tube; and

in that, in order to enable intentional opening of the inlet of the cylindrical end member, the deformable region of the outlet region is manually radially deformable.

In this way, a flow blocking device is provided for the pump tube for blocking flow in the flow direction downstream of the peristaltic pump, wherewith the flow blocking device can be manually overridden for a brief time when such overriding is desirable prior to or during an infusion.

In order to override this flow blocking device it is necessary that the medium being transported exerts a specified minimal pressure, e.g. 0.2 bar. The limiting pressure should be chosen such that it is higher than the static pressure between the suspended infusion container and the patient. At the same time, it is necessary that the peristaltic pump reliably be able to overcome this limiting pressure.

An infusion line having a pump tube configured according to the invention has certain advantages:

1. Any uncontrolled flow of the medium is automatically prevented outside of the peristaltic pump, at pressure differentials up to [sic] a specified value;

2. When the pump tube is installed in the peristaltic pump, any uncontrolled flow of the medium being pumped (or to be pumped) is prevented, at pressure differentials up to [sic] a specified value. This means that even if a pump tube is damaged or is incorrectly installed, or if either the peristaltic pump itself or

an added or incorporated safety clamp malfunctions, no uncontrolled flow will occur. Also, certain functional disturbances of the peristaltic pump, such as insufficient pressure buildup, will lead to blocking of the flow, and incipient hazards will be identified at an early stage.

The manual deformability of the region of the outlet region which region contains the flow blocking device enables short-term overriding of the flow blocking function, e.g. to deaerate the infusion line or to accomplish gravity filling of the entire infusion line with the medium to be pumped prior to the start of the infusion process. The deformable region is radially slightly compressed between the thumb and forefinger of one hand, whereby certain loci on the sealing lip are separated from the outer surface of the head end of the cylindrical end member, and part of the tube cross section is opened (sufficiently for the intended purpose).

The sealing lip can also be overridden for a brief period by axial compression of the manually deformable region of the outlet region. For this, the cylindrical end member is pushed axially in the direction toward the middle region of the pump tube, whereby the lateral inlet opening is moved to a point upstream of the sealing lip. In this way, the sealing lip is essentially bypassed, allowing the infusion line to be deaerated, or to be filled under the action of gravity.

In infusion lines intended for device-aided infusion it may be occasionally desired to carry out gravity-driven infusion for a brief period, [through] a cross sectional opening in the tube. This gives rise to a need for a flow blocking device which can be completely overridden or bypassed by a simple actuating means. In this connection it is provided according to the invention that the head end of the cylindrical end member is constructed so that it (said head end) can be broken off, namely by configuring of the tip of the cylindrical end member as (or providing it with) a breakable seal. Breaking of the

-- Col. 4 --

head end causes permanent opening of the longitudinal channel in the cylindrical end member at a location upstream of the sealing lip, whereby the medium flows into the cylindrical end member and thence into the closed continuing tube. In order to facilitate breaking of said head end, the cylindrical end member may be comprised of hard, breakable plastic material.

In order to provide means of relatively long duration opening of the longitudinal channel so as to communicate with the middle region of the pump tube, according to a refinement of the invention it is provided that the wall thickness of the deformable region is reduced below the sealing lip; and further that by means of axial compression of the manually deformable region the head end of the cylindrical end member can be pushed above the sealing lip, with such pushing being limited by buckling and folding over of the

deformable region. The forceful deformation shifts the cylindrical end member into a locked position. It can be dislodged from this position essentially only by application of another force. In the locked position, the lateral inlet opening of the cylindrical end member has been moved far enough in the upstream direction that it is disposed upstream of the sealing lip.

Preferably, the sealing lip has a sawtooth profile, so that the flow blocking device has a check valve character which will reliably prevent flow of the medium in a direction opposite to the desired flow direction, whether the flow is urged by excessive pressure on the patient side of the flow blocking device or by underpressure on the pump side of the flow blocking device.

According to another refinement of the invention, the cylindrical end member and the outlet region have circular cylindrical shapes; and the longitudinal channel is a central blind channel, wherewith the inlet opening opens laterally into the closed end region of said blind channel, at a location which is separated by a distance in the axial direction from the cup of the cylindrical end member. This configuration provides an advantageous means of allowing partial opening of the cross section of the tube by manual deformation, because an oval shaped cross section of the tube comes about, with open flow passages at the narrow ends of the oval. A particular advantage of this configuration is that it allows integration of the cylindrical end member into a supplemental (accessory) component of the pump tube; e.g. the cylindrical end member can be combined in a unit construction with a fixing piece (fitting or the like) for connecting to a continuing tube. When one mounts the fixing piece in the outlet region of the pump tube, one automatically and fixedly installs therewith the core element of the flow blocking device.

Exemplary embodiments of the invention are represented schematically in the drawings.

Fig. 1 is a plan view of a pump tube, with a longitudinal cross sectional cutaway in the region of the flow blocking device;

Fig. 2 is a cross section through line II-II of Fig. 1, illustrating short-duration manual overriding of the flow blocking device;

Fig. 3 is a plan view of a pump tube with a second embodiment of a flow blocking device in the closed state; and

Fig. 4 is the flow blocking device according to Fig. 3 in a sustained (relatively long duration) open position.

The pump tube 10 according Fig. 1 is comprised of highly elastic material, e.g. silicone. It has an elongated middle region 11, having a cylindrical muff 12 formed on its upper end which muff forms an inlet configuration, and having a cylindrical outlet configuration 13 on its (said middle region's) lower end,

which outlet configuration is comprised of:

- a manually deformable region 14 having cylindrical inner and outer surfaces, and
- a muff 14a.

The middle region 11 of the tube 10 has in cross section two arcuate segments 15 which enclose a tubular lumen such that said lumen has the cross sectional shape of a biconvex lens. On the two longitudinal edges of the tube 10 in the plane of the longer axis of its cross section there project outwardly vanes 18. Near the lower end of the middle region 11 having the lens-like cross section, the wall thickness of the tube 10 is reduced, giving rise to a region of a certain length which region can be employed as a pressure measurement zone 16, wherewith a pressure sensor which measures the internal pressure can be applied externally to said zone. The rectangular symbol signifies an outwardly directed boss which serves to resist damage to the tube wall under the influence of the pressure sensor.

A tubular fixing piece [sic] 19 is fitted into the muff 12 of the inlet configuration; the cylindrical channel of said piece 19 serves to fix a supply tube 21 which is inserted therein, which tube 21 leads to an infusion container and constitutes part of an infusion line of length c. 2 meters which line is continued at the outlet of the pump tube 10 in the form of a withdrawal tube (continuing tube) 22 which tube 22 leads to the patient. The end of the withdrawal tube 22 is fixed in a tubular fixing piece 20 which is fitted into the muff 14a. The tube 22 is held by the catching engagement of a ring-shaped boss 23 on the fixing piece 20 in a corresponding groove 24 in the muff 14a. The muff 12 on the suction side of the pump tube 10 has a hanging fixture (fixture for hanging purposes) 25 comprised of two identical perforated lugs 26 which extend symmetrically radially outwardly and mutually coplanarly with respect to the longitudinal axis of the tube 10, and which are of a unit construction with the body of the tube 10. Each such lug 26 is triangularly shaped with rounded corners; the lugs 26 are oriented so as to form an "arrowhead" pointing toward the other end of the tube 10. Both lugs 26 terminate at a locus which is flush with the upper edge of the muff 12. The "arrowhead tip" end of the two lugs 26 undergoes a transition to the two vanes 18 of the middle region 11 of the tube 10. Each lug 26 has a respective circular perforation 27. These perforations (27, 27) are symmetrically disposed with respect to the longitudinal axis of the tube, and their centers are disposed on a common line which extends perpendicularly to said axis. The perforations 27 are pushed over matching holding rods on the pump.

On the muff 14a on the pressure-side end of the pump tube 10, two identical laterally extending strips 28 are formed (fixed), which extend in opposite lateral directions in a mutually common plane which is also common to the plane of the lugs 26. The two strips 28 have a rectangular shape with rounded outer corners. Each

is penetrated by a rectangular perforation 29. The longitudinal axes of the strips 28 and perforations 29 extend parallel to the longitudinal axis of the tube 10. The center points of the perforations 29 are disposed symmetrically with respect to the longitudinal axis of the tube, and the line joining said perforations 29 extends perpendicularly to said axis. The center points of the perforations 29 are not disposed directly under the centers of the perforations 27, but rather they are displaced slightly inward. The rectangular perforations 29 extend fully to the external surface of the muff 14a.

-- Col. 6 --

In the outlet region 13 on the pressure-side end of the pump tube 10, a flow blocking device is integrated into the structure. This flow blocking device is comprised of a flexible encircling sealing lip 30 which is integrally formed on the interior surface of the deformable region 14 of the outlet region and which has a sawtooth profile in cross section. The upper inclined side of the sealing lip 30 extends downwardly from the inner wall of the deformable region 14, whereby the lip 30 serves to constrict the cross section of the tube. The remaining central cross sectional area in the region of the sealing lip 30 is filled by a straight cylindrical end member 31 which is coaxially integrally formed on the fixing piece 20 and has a smaller diameter than said fixing piece 20. Starting from the ring-shaped boss 23 and passing through (undergoing a transition through) an inclined shoulder member, the end member 31 has the shape of a cylindrical member which extends coaxially and which ends in a closed head end 32 which extends beyond the plane of the sealing lip 30 in the direction of the middle region 11 of the tube 10.

The cylindrical end member 31 disposed in the outlet region 13 is hollow. It has a straight longitudinal channel 33 which is closed off on its head end 32 in the manner of a blind channel. The lower, open end of end member 31 communicates with the lumen of the continuation of the tube, 22, via the channel of the fixing piece 20. The longitudinal channel 33 communicates with a ring-shaped chamber 35, via at least one opening 34 in the wall of the cylindrical end member 31; chamber 35 is formed between the sealing lip 30 and the inclined shoulder of the ring-shaped boss 23. The diameter of the cylindrical end member 31 and the elasticity of the sealing lip 30 are selected such that the sealing lip 30 is forced away from the outer surface of the cylindrical end member 31 only when the flow pressure (pumping pressure) of the medium being pumped reaches a certain minimum value, e.g. 0.2 bar. In the case of a static pressure, e.g. when the infusion line (21, 10, 22) is being handled apart from the pump, or when the pump is not in operation, the sealing lip 30 rests sealingly against the outer surface of the cylindrical end member 31, wherewith outflow is blocked. When the pressure in the pump tube 10 is sufficient to overcome the seal between the sealing lip 30 and the cylindrical end member 31, i.e. when it exceeds the static pressure between the suspended infusion container and the patient, the sealing lip 30 is pressed radially

away from the outer surface of the cylindrical end member 31, and infusion liquid enters the ring-shaped chamber, whence it can pass through the opening 34 into the longitudinal channel 33 and the continuation of the tube, 22.

This flow blocking device improves protection against uncontrolled, unsafe flow of infusion solution, which flow might tend to occur at any time during infusion process. If it is desired to disable the flow blocking device for only a brief time, e.g. when filling the infusion line with infusion solution prior to the start of the infusion, or when de-aerating the infusion solution, the deformable region (Fig. 2) can be radially compressed with two fingers, so that it assumes an elongated shape, whereby flow passages 36 are formed on two sides of the cylindrical end member 31, which passages 36 are adequate for the desired purpose. It is also possible to deform the deformable region 14 by axial compression, causing the cylindrical end member 31 to be displaced axially upward, whereby the opening 34 is moved outside of the ring-shaped chamber 35, where it is now in fluid communication with the lumen of the middle region 11.

It may also be desirable in an emergency or the like to briefly employ the infusion line which is intended for use for the given pumped infusion,

-- Col. 7 --

for a gravity infusion. For this purpose, it should be possible to completely disable the flow blocking device by an easy and simple manipulation. In the case of the example according to Fig. 1, this can be done by manually engaging the head end 32 of the cylindrical end member 31 through the deformable region 14 and physically breaking said head end off. To facilitate this process, a breakable seal structure 37 is provided on the head end 32. When the head end 32 is broken off, it permanently opens up communication between the supply tube 21, the middle region 11 of the pump tube 10, and the outlet tube 22, allowing the infusion liquid to flow freely through the entire infusion line.

Another exemplary embodiment, which provides a different means of long-duration connection between the supply tube 21, the middle region 11, and the outlet tube 22, is illustrated in Figs. 3 and 4. Like reference numerals are assigned to parts which correspond to those of the exemplary embodiment illustrated in Figs. 1 and 2. Parts which are different bear reference numerals in the "100" series.

The outlet tube 22 is inserted into the corresponding interior channel of a generally tubular fixing tube 120, comprised of hard plastic, which fixing tube 120 has a coaxial cylindrical end member 131 on its inner end, which member 131 has its closed head end 132 directed toward the middle region 11 of the pump tube 10. A sawtooth-shaped flexible sealing lip 130 rests against the periphery of said head end 132; the sealing lip 130 (similarly to the sealing

lip 30) forms a check valve which prevents flow of the medium in a direction opposite to the desired direction. A coaxial longitudinal channel 133 is formed in the cylindrical end member 131, which channel is open in the direction toward the lumen of the outlet tube 22; below the head end 132, channel 133 opens out in at least one lateral opening 134 which communicates with a ring-shaped chamber 135 between the wall of the deformable region 114 and the inclined shoulder of the ring-shaped boss 123. The wall thickness of the cylindrical deformable region 114 is substantially less than the wall thickness of the middle region 11, and the wall is profiled such that the ring-shaped chamber 135 has a smaller cross section on its lower end than on its upper end. Both regions are essentially cylindrical and are interconnected via an inclined region 40.

When static pressure prevails, the sealing lip 130 rests sealingly in [(axially compressive)] contact with the head end 132. If the medium being pumped is exposed to an elevated pressure by pressure elements acting on the pump tube 10, the sealing lip 130 is pressed away from the head end 132, and liquid flows through the opening 134, through the longitudinal channel 133, and into the outlet tube 22. The flow blocking device can be briefly released by manual deformation, so that, as illustrated in Fig. 2, two laterally disposed flow passages [(36)] are generated next to the head end 132. For a longer duration release of the flow blocking device, the deformable region 114 may be forcibly axially compressed, whereby the thin walls of the deformable region 114 will buckle and form a fold at the locus of the inclined region 40, finally reaching a dead end point shortly below the sealing lip 130 (Fig. 4). In this configuration, the opening 134 is disposed at a higher altitude than the sealing lip 130, and the flow passage between the lumen of the middle region and the outlet tube 22 [(via opening 134)] is [constantly] open. In order to free the cylindrical end member 131 from this position, one pulls on the outlet region 113 [i.e. the lower part of region 114], so as to unfold the folded-over, buckled region, whereby the status according to Fig. 3 is restored.

Patent claims:

1. A pump tube for a peristaltic pump, said pump tube having a supply region (21), a middle region (11) serving as a pump segment, and an outlet region (13); characterized in that
a coaxial generally cylindrical end member (31; 131) is fixedly disposed so as to be at a distance from (i.e. radially inward of) the wall of a deformable region (14; 114) of the outlet region (13; 113), which end member (31; 131) has a longitudinal channel (33; 133) which channel is open in the direction toward the outlet, wherewith an inlet opening or the like (34; 134) opens into said channel (33; 133) at an axial distance from a closed head end (32; 132) which head end is directed toward the middle region (11) of the tube (10);
further in that the cylindrical end member (31; 131) cooperates with a radially directed encircling elastic sealing lip (30; 130) disposed on the interior of the outlet region (13), which lip (30; 130) rests against the outer surface of the head end (32; 132) with a force which corresponds to a specified minimal flow pressure in the pump tube; and
in that, in order to enable intentional opening of the inlet (34; 134) of the cylindrical end member (31; 131), the deformable region (14; 114) of the outlet region (13, 113) is manually radially deformable.
2. A pump tube according to claim 1; characterized in that the sealing lip (30; 130) has a sawtoothed cross sectional profile.
3. A pump tube according to claim 1 or 2; characterized in that the cylindrical end member (31; 131) and the outlet region (13; 113) have circular cylindrical shapes; and in that the longitudinal channel (33; 133) is a central blind channel, wherewith the inlet opening (34; 134) opens laterally into the blind end region of said blind channel.
4. A pump tube according to one of claims 1-3; characterized in that the cylindrical end member (31; 131) is of a unit construction with a fixing piece (20) inserted in the outlet region (13, 113), which fixing piece serves to connect to a continuing tube (22).
5. A pump tube according to one of claims 1-4; characterized in that the head end (32) of the cylindrical end member (31) is constructed so that it can be broken off.
6. A pump tube according to one of claims 1-4; characterized in that the wall thickness of the deformable region (114) is reduced [in some region] below the sealing lip (130); and in that by means of axial compression of the manually deformable region (114) the head end of the cylindrical end member (131) can be pushed above the sealing lip (130) [(viz. to a point upstream of said lip)], with such pushing being limited by buckling and folding over of the deformable region (114).

(2 plates of drawings.)

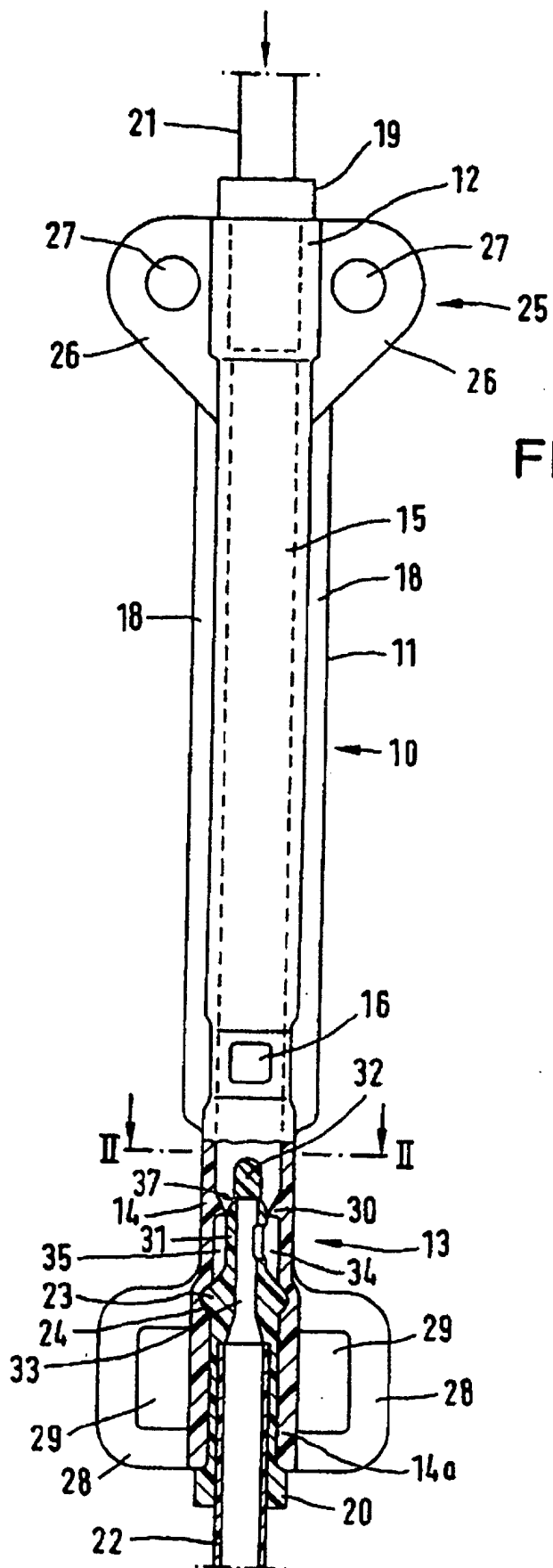


FIG. 1

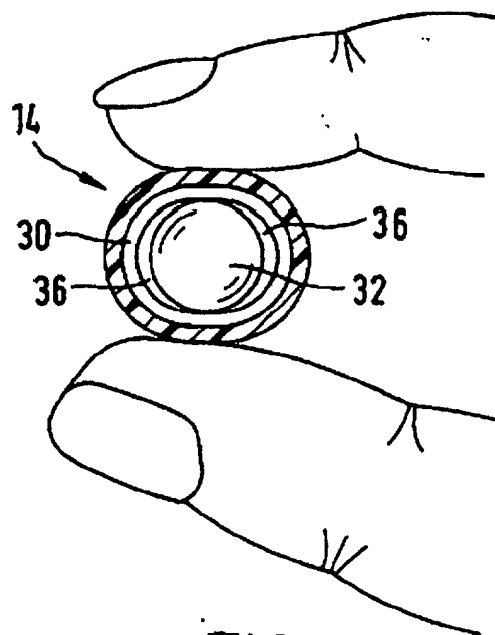
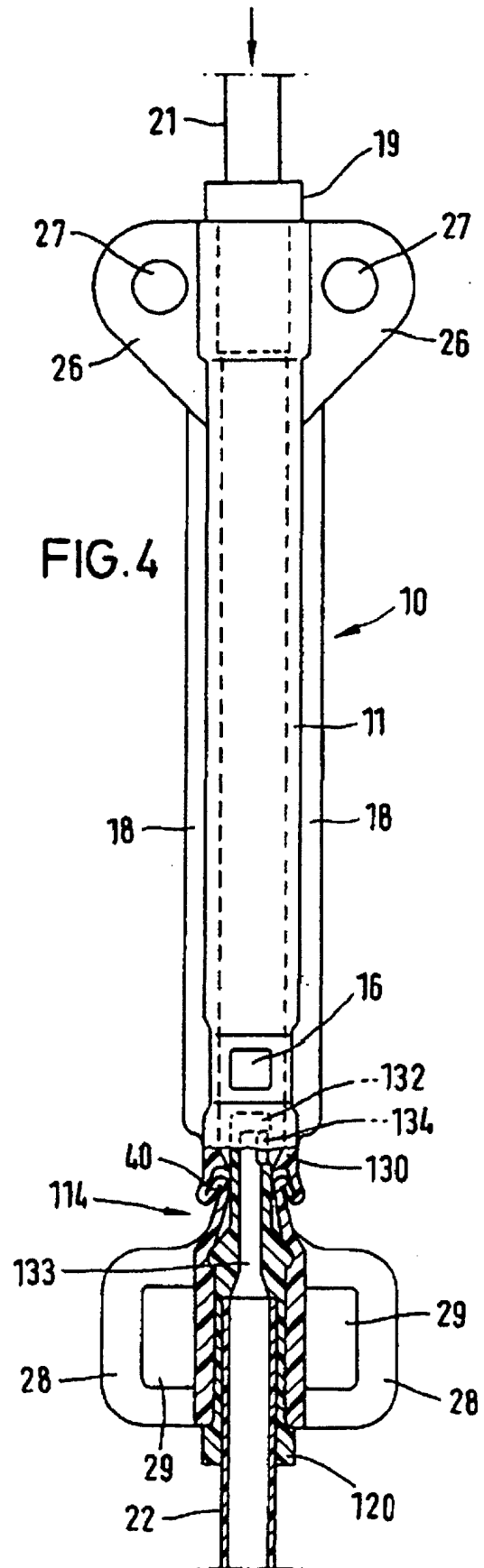
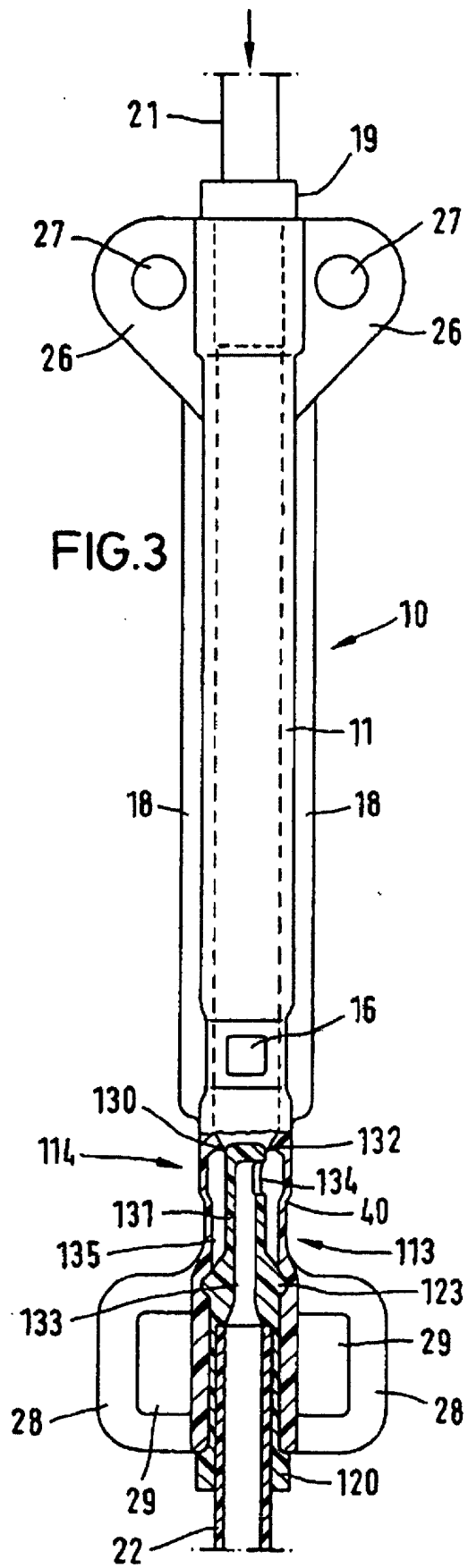


FIG. 2



Translator's footnotes to German Patent DE 4126088 C1, translated from German to English:
(Numbers at left are footnote number followed by German column number followed by a column section number (a to f). E.g., "3:2c." signifies footnote 3, relating to German column 2, namely section c of an imaginary six sections on German column 2.)

1:TitlePage-d. Abstract:

A pump tube (10) for a peristaltic pump is equipped with a flow blocking device which prevents uncontrolled flow of infusion solution, but said flow blocking device can be overridden manually for a brief period or a relatively long period, namely by means whereby the flow passage in the infusion line in which the pump tube (10) is installed is [appreciably] open.

Such a pump tube (10) is characterized in that:

a coaxial generally cylindrical end member (31) is fixedly disposed so as to be at a distance from (i.e. radially inward of) the wall of a manually deformable region (14) of the outlet region (13), which end member (31) has a closed head end (32) which is directed toward the middle region (11) of the pump tube (10);

further in that an encircling elastic sealing lip (30), disposed on the interior of the outlet region (13), rests against the outer surface of the head end (32) [, viz.] with a force which corresponds to a specified minimal flow pressure [(pump pressure)] in the pump tube; and

in that the cylindrical end member [(31)] has a longitudinal channel [(33)] with inlet and outlet openings, wherewith the at least one inlet opening (34) is disposed at an axial distance from the head end (32) of the cylindrical end member (31).

2:1a. The invention relates to a pump tube for a peristaltic pump, said pump tube having a supply region, a middle region serving as a pump segment [(sic -- i.e. where the peristaltic action may be applied)], and an outlet region.

3:1a. The material [of construction] must be physiologically safe, i.e. in particular must be inert toward the media employed [(the media being pumped)]. Environmental influences such as temperature, air humidity, light, and disinfectants, should not [adversely] affect said material. Ordinarily, pump tubes for peristaltic pumps are fabricated from highly elastic material, such as silicone.

4:1d. Infusion pumps are subject to a condition in which, as a result of the static pressure difference between:

- the infusion container which is connected [to the infusion tube system] on the suction side end and
- the patient connection disposed on the pressure-side end,

[essentially] uncontrolled flow of the infusion solution can occur [, e.g. during such an inspection event]. This flow is hazardous to the patient. Modern infusion apparatuses also have a safety clamp whereby when the peristaltic pump is opened the pump tube is [automatically] occlusively compressed between two leg members, preventing uncontrolled flow of the infusion solution. However, with these apparatuses the infusion solution can still flow uncontrollably when the infusion tube [(pump tube)] is removed from the peristaltic pump, wherewith neither the pump itself nor the safety clamp closes off [the lower part of] the tube. In order to also exclude this hazard, it is necessary for the operating personnel to manually close off the pump tube with the aid of a [second] clamp. Thus the safety of the

infusion is substantially dependent on the attentiveness of the operating person; inadvertent errors are possible.

5:2a. When the bellows is actuated, said wall region is lifted radially away from the split component; thus the outlet [tube] is opened. Such a valve configuration is unsuitable as a flow blocking device, because the thin wall region would suffer fatigue during operation of the peristaltic pump [for moderate operating durations], and would lose its predetermined responsiveness to a particular pumping pressure, thus the flow blocking device would become increasingly unreliable and would fail to provide the desired protection in instances when the pump tube was damaged or was improperly installed, or when the peristaltic pump was malfunctioning. [Further,] no manual override of this valve is provided for.

6:2c. The needle forms a hollow neck profile [sic] and at the junction between the needle and the shaft it has a ring-shaped flange which fits like a stopper into the end of a segment of line [(of tube)]. The shaft is grabbed from the exterior and is advanced, whereby the tip of the needle penetrates a membrane which closes off a line segment, wherewith fluid communication between the two line segments is provided through the hollow neck of the needle. The bellows springs back into its base position without carrying the rod with it. The detention of the rod causes a radial projection [sic] which is formed exteriorly on the tip-side wall of the needle and which form-interlockingly engages the membrane from the other side of said membrane.

[Translator's note: sic -- evidently misstated; evidently should be that said detention causes said radial projection which is present to engage said membrane.]

To close the line, the shaft is engaged again, and the ring-shaped flange is inserted into the truncated end [?] of the one line segment, where it is engaged by a press seat. Also in this closed position the bellows automatically returns [to its base position]. To reopen the valve, the rod is withdrawn [sic -- i.e. advanced again?] until the radial projection strikes against the membrane edge.

7:2e. The underlying problem of the present invention was to devise a pump tube such that, with the aim of improving the safety of an infusion treatment, uncontrolled flow of the infusion solution when it [(the pump tube)] is being used is prevented, while meanwhile the flow blocking function can be manually overridden at any time.

8: This problem is solved according to the invention in that, within a deformable region of the outlet region [of the subject pump tube,] a coaxial generally cylindrical end member is fixedly disposed so as to be at a distance from (i.e. radially inward of) the wall [of said outlet region], which end member has a longitudinal channel which channel is open in the direction toward the outlet, wherewith an inlet opening or the like opens into said channel at an axial distance from a closed head end [of said cylindrical end member] which head end is directed toward the middle region of the tube [(the subject pump tube)];

further in that the cylindrical end member cooperates with a radially directed encircling elastic sealing lip disposed on the interior of the outlet region,

-- Col. 3 --

which lip rests against the outer surface of the head end with a force which corresponds to a specified minimal flow pressure [(pump pressure)] in the pump tube; and

in that, in order to enable intentional opening of the inlet of the cylindrical end member, the deformable region of the outlet region is manually radially deformable.

9:3a. In order to override this flow blocking device it is necessary that the medium being transported exerts a specified minimal pressure [(gauge pressure or differential pressure)], e.g. 0.2 bar.

10:3c. 1. Any uncontrolled flow of the medium is automatically prevented outside of the peristaltic pump [i.e. when the pump tube is outside of or not fully and properly engaged by the peristaltic pump], at pressure differentials up to [sic] a specified value;

11:3d. The manual deformability of the region of the outlet region [of the pump tube] which region contains the flow blocking device enables short-term overriding of the flow blocking function, e.g. to deaerate the infusion line or to accomplish gravity filling of the entire infusion line with the medium to be pumped prior to the start of the infusion process.

12:3e. The [sealing function of the] sealing lip can also be overridden for a brief period by axial compression of the manually deformable region of the outlet region.

13:3f. In infusion lines intended for device-aided [(pumped or otherwise dosed)] infusion it may be occasionally desired to carry out gravity-driven infusion for a brief period, [through] a [substantial] cross sectional opening in the tube. This gives rise to a need for a flow blocking device which can be completely overridden or bypassed by a simple actuating means. In this connection it is provided according to the invention that the head end of the cylindrical end member is constructed so that it (said head end) can be broken off, namely [e.g.] by configuring of the tip of the cylindrical end member as (or providing it with) a breakable seal.

14:4a. In order to provide means of relatively long duration opening of the longitudinal channel [of the outlet region] so as to communicate with the middle region of the pump tube, according to a refinement of the invention it is provided that the wall thickness of the deformable region is reduced [in some region] below the sealing lip; and further that by means of axial compression of the manually deformable region the head end of the cylindrical end member can be pushed above the sealing lip [(viz. to a point upstream of said lip)], with such pushing being limited by buckling and folding over of the deformable region. The [(this)] forceful deformation shifts the cylindrical end member into a locked [upwardly thrust (i.e. thrust in the upstream direction)] position. It can be dislodged from this position essentially only by application of another force [viz., a tensile withdrawing force]. In the locked [upwardly thrust] position, the lateral inlet opening of the cylindrical end member has been moved far enough in the upstream direction that it is disposed upstream of the sealing lip.

15:4c. Preferably, the sealing lip has a sawtooth profile [(in a longitudinal cross section through (not perpendicular to) the axis of revolution of said sealing lip)], so that the flow blocking device has a check valve character which will reliably prevent flow of the medium in a direction opposite to the desired flow direction, whether the [undesired] flow is urged by excessive pressure on the patient side of the flow blocking device or by underpressure on the pump side of the flow blocking device.

16:4d. According to another refinement of the invention, the cylindrical end member and the outlet region have circular cylindrical shapes; and the longitudinal channel [of said end member] is a central blind channel, wherewith the inlet opening opens laterally into the closed end region of said blind channel, at a location which is separated by a distance in the axial direction from the cup [(viz. the blind end)] of the cylindrical end member. This configuration provides an advantageous means of allowing partial opening of the [flow] cross section of the tube by manual deformation, because [, e.g., as a result of squeezing of the deformable region of the tube] an oval shaped cross section of the tube comes about, with open flow passages at the narrow ends of the oval.

17:4e. Fig. 1 is a plan view of a pump tube, with a longitudinal cross sectional cutaway in the region of the flow blocking device [("flow brake")];

18:5a. The middle region 11 of the tube 10 has in cross section two arcuate segments [(e.g. cylindrical segments)] 15 which enclose a tubular lumen such that said lumen has the [transverse] cross sectional shape of a biconvex lens. On the two longitudinal edges of the tube 10 in the plane of the longer axis of its [transverse] cross section there project outwardly [two respective] vanes 18.

19:5b. A tubular fixing piece [sic] 19 is fitted into the muff 12 of the inlet configuration; the cylindrical channel of said piece 19 serves to fix a supply tube 21 which is inserted therein, which tube 21 leads to an infusion container and constitutes part of an infusion line of length c. 2 meters which line is continued at the outlet of the [subject] pump tube 10 in the form of a withdrawal tube (continuing tube) 22 which tube 22 leads to the patient. The [upper] end of the withdrawal tube 22 is fixed in a tubular fixing piece 20 which is fitted into the muff 14a. The tube 22 is held by the catching engagement of a ring-shaped boss 23 on the fixing piece 20 in a corresponding groove 24 in the muff 14a [lit., "It fixedly catchingly engages with an outer ring-shaped boss 23 in a ring-shaped groove 24 of the fixing piece 20" -- (which is nonsense)]. The muff 12 on the suction side [(inlet side)] of the pump tube 10 [(upper side in Fig. 1)] has a hanging fixture (fixture for hanging purposes) 25 comprised of two identical perforated lugs 26 which extend symmetrically radially outwardly and mutually coplanarly with respect to the longitudinal axis of the tube 10, and which are of a unit construction with the body of the tube 10. Each such lug 26 is [generally] triangularly shaped with rounded corners; the lugs 26 are oriented so as to form [fancifully] an "arrowhead" pointing toward the other end of the tube 10 [(lower end in Fig. 1)]. Both lugs 26 terminate [in the upper direction] at a locus which is flush with the upper edge of the muff 12. The [(fanciful)] "arrowhead tip" end of the two lugs 26 undergoes a transition to the two [respective] vanes 18 of the middle region 11 of the tube 10. Each lug 26 has a respective circular perforation 27. These perforations (27, 27) are symmetrically disposed with respect to the longitudinal axis of the tube, and their centers are disposed on a common line which extends perpendicularly to said axis. The perforations 27 are pushed over matching holding rods on the pump [(not shown)].

20:5e. On the muff 14a on the pressure-side end of the pump tube 10 [(lower end in Fig. 1)], two identical laterally extending strips 28 are formed (fixed), which extend in opposite lateral directions in a mutually common plane which is also common to the plane of the lugs 26. The two strips 28 have a [generally] rectangular shape with rounded outer corners. Each is penetrated by a rectangular perforation 29. The longitudinal axes of the strips 28 and perforations 29 extend parallel to the longitudinal axis of the tube 10. The center points of the perforations 29 are disposed symmetrically with respect to the longitudinal axis of the tube, and the line joining said perforations 29

extends perpendicularly to said axis. The center points of the perforations 29 are not disposed directly under [i.e. at the same radial distance from the longitudinal axis as] the centers of the perforations 27, but rather they are displaced slightly [radially] inward.

21:6a. In the outlet region 13 on the pressure-side end of the pump tube 10 [(lower end in Fig. 1)], a flow blocking device ["flow brake"] is integrated into the structure. This flow blocking device is comprised of a flexible encircling sealing lip 30 which is integrally formed on the interior surface of the deformable region 14 of the outlet region [of the pump tube 10] and which has a sawtooth profile in cross section [sic -- i.e. in a longitudinal cross section through the axis of the ring formed by said lip]. The upper inclined side of the sealing lip 30 extends downwardly [in an incline] from the inner wall of the deformable region 14, whereby the lip 30 serves to constrict the [interior] cross section of the tube. The remaining central cross sectional area in the region of the sealing lip 30 is filled by a straight cylindrical [(or generally cylindrical)] end member 31 which is coaxially integrally formed on the fixing piece 20 and has a smaller diameter than said fixing piece 20. Starting from the ring-shaped boss 23 and passing through (undergoing a transition through) an inclined shoulder member, the end member 31 has the shape of a cylindrical member which extends coaxially [with the longitudinal axis of the tube 10 and the fixing piece 20] and which ends in a closed head end 32 [(Figs. 1 and 2)] which extends [(upward, upstream)] beyond the plane of the sealing lip 30 in the direction of the middle region 11 of the tube 10.

22:6b.

The cylindrical end member 31 disposed in the outlet region 13 is hollow. It has a straight longitudinal channel 33 which is closed off on its head end 32 in the manner of a blind channel. The lower, open end of end member 31 communicates with the lumen of the continuation of the tube, 22, via the channel of the fixing piece 20. The longitudinal channel 33 [also] communicates with a ring-shaped chamber 35, via at least one opening 34 in the wall of the cylindrical end member 31; chamber 35 is formed between the sealing lip 30 and the inclined shoulder of the ring-shaped boss 23. The diameter of the cylindrical end member 31 and the elasticity of the sealing lip 30 are selected such that the sealing lip 30 is forced away from the outer surface of the cylindrical end member 31 only when the flow pressure (pumping pressure) of the medium being pumped reaches a certain minimum value [(certain minimum differential value)], e.g. 0.2 bar. In the case of a static pressure, e.g. when the infusion line (21, 10, 22) is being handled apart from the pump, or when the pump is not in operation, the sealing lip 30 rests sealingly against the outer surface of the cylindrical end member 31, wherewith outflow is blocked. When the pressure in the pump tube 10 is sufficient to overcome the seal between the sealing lip 30 and the cylindrical end member 31, i.e. when it [appreciably] exceeds the static pressure between the suspended infusion container and the patient, the sealing lip 30 is pressed radially away from the outer surface of the cylindrical end member 31, and infusion liquid enters the ring-shaped chamber, whence it can pass through the opening 34 into the longitudinal channel 33 and the continuation of the tube, 22.

23:6e. This flow blocking device improves protection against uncontrolled, unsafe flow of infusion solution, which flow might tend to occur at any time during infusion process. If it is desired to disable the flow blocking device for only a brief time, e.g. when filling the infusion line with infusion solution prior to the start of the infusion, or when de-aerating the infusion solution, the deformable region (Fig. 2) can be radially compressed with two fingers, so that it assumes an elongated [cross sectional] shape, whereby flow passages 36 are formed on two sides of the cylindrical

end member 31, which passages 36 are adequate for the desired purpose. It is also possible to deform the deformable region 14 by axial compression, causing the cylindrical end member 31 to be displaced axially upward, whereby the opening 34 is moved outside of the ring-shaped chamber 35, where it is now in fluid communication with the lumen of the middle region 11.

24:7a. In the case of the example according to Fig. 1, this can be done by manually engaging the head end 32 of the cylindrical end member 31 through the deformable region 14 and physically breaking said head end off [so that it separates from the remainder (31, 23, 20) of the fixing piece 20].

25:7c. The outlet tube 22 is inserted into the corresponding interior channel of a generally tubular fixing tube 120, comprised of hard plastic, which fixing tube 120 has a coaxial cylindrical end member 131 on its inner [(upper)] end, which member 131 has its closed head end 132 directed toward the middle region 11 of the pump tube 10. A sawtooth-shaped flexible sealing lip 130 rests against the periphery of said head end 132; the sealing lip 130 (similarly to the sealing lip 30) forms a check valve which prevents flow of the medium in a direction opposite to the desired direction [(the desired direction evidently being downward in Figs. 3-4)]. A coaxial longitudinal channel 133 is formed in the cylindrical end member 131, which channel is open in the direction toward the lumen of the outlet tube 22; below the head end 132, channel 133 opens out in at least one lateral opening 134 which communicates with a ring-shaped chamber 135 between the wall of the deformable region 114 and the inclined shoulder of the ring-shaped boss 123. The wall thickness of the [generally] cylindrical deformable region 114 is substantially less than the wall thickness of the middle region 11, and the wall [in region 114] is profiled such that the ring-shaped chamber 135 has a smaller cross section on its lower end [(sic -- evidently zero cross section)] than on its upper end. Both regions [of chamber 135] are essentially cylindrical and are interconnected via an inclined region 40.

26:7e. When static pressure prevails, the sealing lip 130 rests sealingly in [(axially compressive)] contact with the head end 132. If the medium being pumped is exposed to an elevated pressure by pressure elements acting on the pump tube 10, the sealing lip 130 is pressed away from the head end 132, and liquid flows through the opening 134, through the longitudinal channel 133, and into the outlet tube 22. The flow blocking device can be briefly released by manual deformation, so that, as illustrated in Fig. 2, two laterally disposed flow passages [(36)] are generated next to the head end 132. For a longer duration release of the flow blocking device, the deformable region 114 may be forcibly axially compressed, whereby the thin walls of the deformable region 114 will buckle and form a fold at the locus of the inclined region 40, finally reaching a dead end point shortly below the sealing lip 130 (Fig. 4). In this configuration, the opening 134 is disposed at a higher altitude than the sealing lip 130, and the flow passage between the lumen of the middle region and the outlet tube 22 [(via opening 134)] is [constantly] open. In order to free the cylindrical end member 131 from this position, one pulls on the outlet region 113 [i.e. the lower part of region 114], so as to unfold the folded-over, buckled region, whereby the status according to Fig. 3 is restored.

27:8a. 1. A pump tube [(10)] for a peristaltic pump, said pump tube having a supply region (21) [lit. "12" -- obvious error], a middle region (11) serving as a pump segment [(sic -- i.e. where the peristaltic action may be applied)], and an outlet region (13); characterized in that a coaxial generally cylindrical end member (31; 131) is fixedly disposed so as to be at a distance from (i.e. radially inward of) the wall of a deformable region (14; 114) of the outlet region (13; 113), which end member (31; 131) has a longitudinal channel (33; 133) which channel is open in the direction

toward the outlet, wherewith an inlet opening or the like (34; 134) opens into said channel (33; 133) at an axial distance from a closed head end (32; 132) [of said cylindrical end member (31; 131)] which head end is directed toward the middle region (11) of the tube (10) [(the subject pump tube (10))];

further in that the cylindrical end member (31; 131) cooperates with a radially directed encircling elastic sealing lip (30; 130) disposed on the interior of the outlet region (13), which lip (30; 130) rests against the outer surface of the head end (32; 132) with a force which corresponds to a specified minimal flow pressure [(pump pressure)] in the pump tube; and

in that, in order to enable intentional opening of the inlet (34; 134) of the cylindrical end member (31; 131), the deformable region (14; 114) of the outlet region (13, 113) is manually radially deformable.

28:8c. 2. A pump tube according to claim 1; characterized in that the sealing lip (30; 130) has a sawtoothed cross sectional profile [(in the plane of a longitudinal cross section through the axis of revolution of said sealing lip)].

29:8d. 3. A pump tube according to claim 1 or 2; characterized in that the cylindrical end member (31; 131) and the outlet region (13; 113) have circular cylindrical shapes; and in that the longitudinal channel (33; 133) [of said end member] is a central blind channel, wherewith the inlet opening (34; 134) opens laterally into the blind end region of said blind channel.

30:8e. 6. A pump tube according to one of claims 1-4; characterized in that the wall thickness of the deformable region (114) is reduced [in some region] below the sealing lip (130); and in that by means of axial compression of the manually deformable region (114) the head end of the cylindrical end member (131) can be pushed above the sealing lip (130) [(viz. to a point upstream of said lip)], with such pushing being limited by buckling and folding over of the deformable region (114).